

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開平7-308300

(43)公開日 平成7年(1995)11月28日

(51)Int.Cl. <sup>6</sup>	識別記号	庁内整理番号	F I	技術表示箇所
A 6 1 B	5/0402			
	10/00	E		
A 6 1 N	5/06	E		
			A 6 1 B 5/ 04	3 1 0 L
審査請求 未請求 請求項の数 7 O L (全 8 頁)				

(21)出願番号 特願平6-104200

(22)出願日 平成6年(1994)5月18日

(71)出願人 000138185

株式会社モリタ製作所

京都府京都市伏見区東浜南町680番地

(72)発明者 梅崎 俊郎

佐賀県佐賀市鍋島5-1-1

(72)発明者 弓場 彰

京都府京都市伏見区東浜南町680番地 株

式会社モリタ製作所内

(72)発明者 小高 正樹

京都府京都市伏見区東浜南町680番地 株

式会社モリタ製作所内

(74)代理人 弁理士 西教 圭一郎 (外2名)

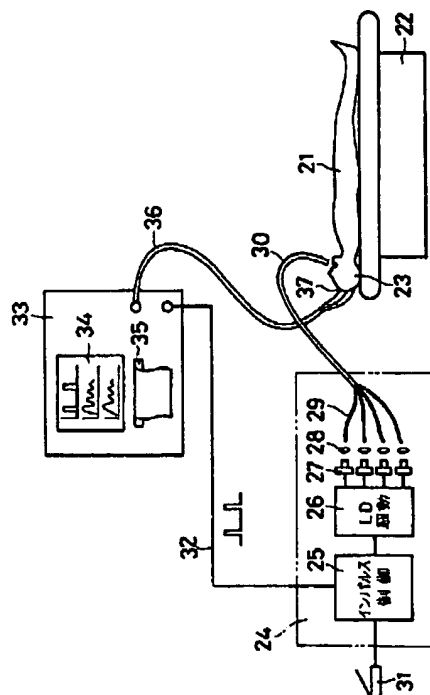
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 神経誘発解析装置のレーザー神経刺激装置

## (57)【要約】

【目的】 非接触で高速のインパルス刺激が可能で、ノイズの影響が少なく、しかも小型軽量の神経誘発解析装置のレーザー神経刺激装置を提供する。

【構成】 神経誘発解析装置は、咽頭等の末梢神経部位に照射する光インパルスが発生するレーザー神経刺激装置24と、神経の興奮状態を解析する信号解析装置33などで構成される。レーザー神経刺激装置24は、所定の繰返し周波数およびパルス幅のパルス信号を発生するとともに、該パルス信号に同期したタイミング信号をライン32に出力するインパルス制御部25と、該パルス信号に基づいて所定のピークパワーを有する光インパルスが発生する複数の半導体レーザー(LD)27を駆動するLD駆動部26と、半導体レーザー27から出た光を石英などから成る光ファイバ29へ効率良く入射させるレンズ28などで構成される。



1

## 【特許請求の範囲】

【請求項1】 末梢神経を刺激するための光インパルスが発生するレーザ光源と、レーザ光源を駆動して光インパルスの繰返し周波数、パルス幅およびピークパワーを制御するとともに、光インパルスに同期したタイミング信号を出力するレーザ光源制御手段と、レーザ光源からの光を伝送して、所定の末梢神経部位に照射するための光ファイバとを備えることを特徴とする神経誘発解析装置のレーザ神経刺激装置。

【請求項2】 前記レーザ光源は、半導体レーザであることを特徴とする請求項1記載の神経誘発解析装置のレーザ神経刺激装置。

【請求項3】 前記レーザ光源が発生する光インパルスの波長は、630nm～1600nmの範囲であることを特徴とする請求項1または2記載の神経誘発解析装置のレーザ神経刺激装置。

【請求項4】 光インパルスの繰返し周波数は、1Hz～3Hzの範囲であることを特徴とする請求項1記載の神経誘発解析装置のレーザ神経刺激装置。

【請求項5】 光インパルスのパルス幅は、100ns～5msの範囲であることを特徴とする請求項1記載の神経誘発解析装置のレーザ神経刺激装置。

【請求項6】 光インパルスのピークパワーは、1mW～2800mWの範囲であることを特徴とする請求項1記載の神経誘発解析装置のレーザ神経刺激装置。

【請求項7】 光インパルスを照射する部位は、口腔、咽喉頭または咽喉頭粘膜であることを特徴とする請求項1記載の神経誘発解析装置のレーザ神経刺激装置。

## 【発明の詳細な説明】

## 【0001】

【産業上の利用分野】本発明は、耳鼻咽喉科などの医療分野で好適に使用され、生体の知覚反応や神経障害などを評価するための神経誘発解析装置のレーザ神経刺激装置に関する。また、基礎医学の神経生理学的な研究の手段としても有用である。

## 【0002】

【従来の技術】図5は、従来の神経誘発解析装置の一例を示す構成図である。この神経誘発解析装置は、末梢神経部位に電極を固定させてインパルス状の電気刺激を与える電氣的刺激法であり、電気刺激が発生する神経刺激装置4と、神経の興奮状態を解析する信号解析装置10などで構成される。ベッド2上の被検体1の口腔内にケーブル8が挿入され、先端の電極が被検体1の咽喉頭に固定される。一方、被検体1の頭部3の表面に脳波検出用の電極14が固定され、ケーブル13を通過して信号解析装置10に入力される。

【0003】この動作について説明すると、フットスイッチ7が押されるとインパルス制御部5が所定の繰返し周波数およびパルス幅のパルス信号を発生するととも

2

に、該パルス信号に同期したタイミング信号をライン9に出力する。インパルス発生部6はパルス信号を所定のピーク電圧まで増幅して、ケーブル8を介して咽喉頭を電気刺激する。電気刺激を受けた末梢神経は興奮して、神経誘発信号が被検体1の脳まで伝達し、頭部3に固定された電極14によって検出される。信号解析装置10は、タイミング信号を参照しながら電極14で検出された神経誘発信号のインパルス応答を解析し、信号波形や解析結果を表示パネル11やプリンタ12で表示する。こうして神経誘発信号の変化を解析することによって、被検体1の知覚反応や神経障害などを評価することができる。

【0004】一方、末梢神経を刺激する方法として、1)被検体の皮膚に機械的ストレスを与える機械的刺激法、2)被検体の指先に磁気発生用コイルを装着して、強力なパルス電流をコイルに通電させて磁氣的刺激を与える磁氣的刺激法などが知られている。また、被検体の皮膚に炭酸ガスレーザ光を直接照射して、痛みに関する実験が行われた例が報告されているが、未だ病態の診断に利用されていない。

## 【0005】

【発明が解決しようとする課題】しかしながら、従来の電氣的刺激法では、刺激用の電極を被検体に接触させる必要があるが、生体に余計な刺激や損傷を与えてしまうため、正常な神経誘発信号が得られない。また、滑走電流（リーク電流）や刺激部位周囲に発生する電場電位によるアーチファクト（artifact）が神経誘発信号に混入する。さらに、電氣的絶縁が難しいため、電源ハム等の外来ノイズによって妨害され易く、またリーク電流による感電事故など安全性が低い。

【0006】また従来の機械的刺激法では、被検体に損傷を与える恐れがある。また、応答速度が遅いため、正確なデータが得られない。さらに、刺激インパルスを定量的に再現性良く制御することが困難であり、たとえば1mS程度のパルス幅を持つ刺激インパルスは実現し難い。さらに、可動部が必要なため刺激プローブが大型になり、被検体の狭い部位に使用できない。

【0007】また従来の磁氣的刺激法では、強い磁気を発生させるためにコイルが大型になり、刺激プローブの小型化が困難であり、狭い部位に使用できない。特に、咽喉や喉頭内のような狭い空間の粘膜表面に磁気刺激を与えるのが難しい。

【0008】本発明の目的は、非接触で高速のインパルス刺激が可能で、ノイズの影響が少なく、しかも小型軽量の神経誘発解析装置のレーザ神経刺激装置を提供することである。

## 【0009】

【課題を解決するための手段】本発明は、末梢神経を刺激するための光インパルスが発生するレーザ光源と、レーザ光源を駆動して光インパルスの繰返し周波数、パル

3

ス幅およびピークパワーを制御するとともに、光インパルスに同期したタイミング信号を出力するレーザ光源制御手段と、レーザ光源からの光を伝送して、所定の末梢神経部位に照射するための光ファイバとを備えることを特徴とする神経誘発解析装置のレーザ神経刺激装置である。

【0010】また本発明は、前記レーザ光源は、半導体レーザであることを特徴とする。

【0011】また本発明は、前記レーザ光源が発生する光インパルスの波長は、630nm～1600nmの範囲であることを特徴とする。

【0012】また本発明は、光インパルスの繰返し周波数は、1Hz～3Hzの範囲であることを特徴とする。

【0013】また本発明は、光インパルスのパルス幅は、100ns～5m秒の範囲であることを特徴とする。

【0014】また本発明は、光インパルスのピークパワーは、1mW～2800mWの範囲であることを特徴とする。

【0015】また本発明は、光インパルスを照射する部位は、口腔、咽喉頭または咽喉頭粘膜であることを特徴とする。

【0016】

【作用】本発明に従えば、光インパルスで末梢神経を刺激することによって、非接触での神経刺激が可能になるため、被検体に余計な刺激や損傷が加わらず、衛生的で安全性が高く、しかもリーク電流や外来ノイズの影響が少なくなり、アーチファクトの混入が少ない神経誘発信号を得ることができる。また、光インパルスを用いることによって、高速な神経刺激が可能になり、高精度な神経誘発信号が得られる。また、光インパルスの繰返し周波数、パルス幅およびピークパワーを制御することによって、いろいろな刺激条件が設定可能になるため、多様な神経反応を解析することができる。また、光インパルスに同期したタイミング信号を出力することによって、神経誘発信号の解析が容易になる。さらに、レーザ光源からの光を伝送して、所定の末梢神経部位に照射するための光ファイバを用いることによって、光伝達効率が高く、刺激プローブの小型軽量化が可能になり、特に咽頭など狭い空間での操作性が向上する。

【0017】また、レーザ光源として半導体レーザを用いることによって、レーザ神経刺激装置の小型軽量化が可能で、光の高速変調が簡単に実現する。

【0018】また、レーザ光源が発生する光インパルスの波長が630nm～1600nmの範囲であることによって、被検体組織での光透過性が良好になるため、組織内部の末梢神経を効率良く刺激することができる。また、光ファイバの伝達効率も良好になり、損失の少ない光照射が可能になる。

【0019】また、光インパルスの繰返し周波数は1H 50

4

z～3Hzの範囲であることによって、神経誘発信号の前後重複が無く、しかも1回のインパルスに要する信号解析時間を十分に確保できる。

【0020】また、光インパルスのパルス幅は100ns～5m秒の範囲であることによって、末梢神経への光刺激が短時間で行なわれ、高速なインパルス刺激が可能になる。

【0021】また、光インパルスのピークパワーは1mW～2800mWの範囲であることによって、被検体への安全性を保ちつつ、末梢神経への光刺激量を広範囲で設定できる。

【0022】また、光インパルスを照射する部位は口腔、咽喉頭または咽喉頭粘膜であることによって、喉頭知覚反応の評価が可能になり、たとえば嚥下障害等の部位診断や耳鼻咽喉科関連の病態解明が可能になる。

【0023】

【実施例】図1は、本発明の一実施例を示す構成図である。この神経誘発解析装置は、咽頭等にある末梢神経部位に光インパルスを照射する光刺激法であり、光インパルスを発生するレーザ神経刺激装置24と、神経の興奮状態を解析する信号解析装置33などで構成される。ベッド22上の被検体21の口腔内に光ファイバケーブル30が挿入され、先端のプローブからの光が被検体21の咽頭部を照射するように位置決めされる。一方、被検体21の頭部23の表面に脳波検出用の電極37が固定され、ケーブル36を通して信号解析装置33に入力される。

【0024】レーザ神経刺激装置24は、所定の繰返し周波数およびパルス幅のパルス信号を発生するとともに、該パルス信号に同期したタイミング信号をライン32に出力するインパルス制御部25と、該パルス信号に基づいて所定のピークパワーを有する光インパルスを発生する複数の半導体レーザ(LD)27を駆動するLD駆動部26と、半導体レーザ27から出た光を石英などから成る光ファイバ29へ効率良く入射させるレンズ28などで構成される。

【0025】この動作について説明すると、フットスイッチ31が押されるとインパルス制御部25が所定のパルス信号を発生し、該パルス信号に同期したタイミング信号をライン32に出力する。LD駆動部26は、インパルス制御部25からのパルス信号に従って半導体レーザ27を駆動して光インパルスを発生する。光インパルスは、レンズ28によって集束され光ファイバ29に入射し、光ファイバケーブル30を伝達して、先端のプローブから出射して咽頭部を照射する。光インパルスの刺激を受けた末梢神経は興奮して、神経誘発信号が被検体21の脳まで伝達し、頭部23に固定された電極37によって検出される。

【0026】信号解析装置33は、タイミング信号を参照しながら電極37で検出された神経誘発信号のインパ

5

ルス応答を解析し、信号波形や解析結果を表示パネル34やプリンタ35で表示する。こうして神経誘発信号の変化を解析することによって、被検体21の知覚反応や神経障害などを評価することができる。

【0027】図2は、図1に示すレーザ神経刺激装置24のブロック図である。インパルス制御部25において、繰返し周波数発生回路42はスイッチSW1の切換によって1Hz（周期T=1秒）、2Hz（T=0.5秒）または3Hz（T=0.33秒）の繰返し周波数を有する周期信号PAを出力する。次のパルス幅制御回路43はスイッチSW2の切換によって1mS、2mS、3mS、4mSまたは5mSのパルス幅Wを有するパルス信号PBを周期信号PAと同期して出力する。

【0028】一方、フットスイッチ31が押されると、フォトカプラ40のLED（発光ダイオード）が発光してフォトトランジスタが導通して、タイミング回路44が動作する。なお、別途設けられた手元スイッチ41でも動作可能である。タイミング回路44が動作すると、パルス信号PBをタイミング信号PCとして出力し、シールド線で構成されるライン32を介して信号解析装置33に供給される。また、タイミング回路44は、パルス信号PBの反転信号PDをパワー切換回路45に出力する。パワー切換回路45は、スイッチSW3の切換によって半導体レーザ1個当りのピーク出力Hが300mW、500mWまたは700mWになるように駆動信号PEを出力する。

【0029】LD駆動部26はたとえば4つの半導体レーザ27をそれぞれ駆動するための駆動回路を有し、それぞれスイッチSW4～SW7の切換によってオンまたはオフに設定される。したがって、パワー切換回路45のスイッチSW3を300mWに設定し、かつスイッチSW4だけをオンに設定することによって、半導体レーザが1つだけ発光して300mWの最小光パワーが得られる。また、スイッチSW3を700mWに設定し、かつスイッチSW4～SW7を全てオンに設定することによって、半導体レーザが4つ発光して合計2800mWの最大光パワーが得られる。

【0030】半導体レーザ27から放射されるパルス状の光はレンズ28によって光ファイバ29の入射端に集光され効率良く伝送される。4本の光ファイバ29は光ファイバケーブル30によって1本に束ねられプローブ30aまで伝送される。先端部に内蔵されたサファイア製のボールレンズ30bは、4本の光ファイバ29の光出射端から出た光を点状スポットに集光し、所定の部位を光刺激する。

【0031】なお以上の説明において、大きな光パワーを得るために4つの半導体レーザ27および光ファイバ等を用いる例を示したが、必要なインパルス刺激量に応じて1つまたはより多くの半導体レーザ27および光ファイバ等を用いることも可能である。

6

【0032】図3は、レーザ神経刺激装置24の具体的な回路図である。繰返し周波数発生回路42では、相異なる抵抗値に設定された半固定抵抗R1～R3がスイッチSW1によって1つ選択され、抵抗R4とともにコンデンサC1で決まる時定数によって、いわゆる「555」と称されるタイマ回路Q1の発振周波数が決定される。パルス幅制御回路43では、周期信号PAをナンドゲートQ2で受け、相異なる抵抗値に設定された半固定抵抗R5～R9がスイッチSW2によって1つ選択されると、コンデンサC2とともに時定数が決定されて微分が施され、次のナンドゲートQ3によって閾値処理されて所定のパルス幅Wに変換される。パルス幅制御回路43が出力するパルス信号PBは、次のタイミング回路44に入力される。

【0033】次に図2で説明したように、フットスイッチ31または手元スイッチ41が押されると、タイミング回路44の抵抗R10およびコンデンサC3から成る時定数でチャタリングが除去され、D型フリップフロップQ4、Q5でラッチ動作が行なわれ、ナンドゲートQ6を介してオープンコレクタ型のバッファQ7、Q8からタイミング信号PCおよび反転信号PDが出力される。

【0034】次にパワー切換回路45では、半固定抵抗R11、R13、R15と抵抗R12、R14、R16とで3つの分圧回路が形成され、相異なる参照電圧が設定され、スイッチSW3によって1つの参照電圧が選択される。選択された参照電圧は反転信号PDと加算され、バッファQ9によって駆動信号PEがLD駆動部26の各駆動回路に供給される。なお、図3ではLD駆動部26の駆動回路を1つだけ示している。

【0035】LD駆動部26では、駆動信号PEが演算増幅器Q11の反転端子に入力される。また、半導体レーザ27には光パワーをモニタするフォトダイオードPHが内蔵されており、電流電圧変換回路Q10によって光パワーがモニタ電圧信号に変換され、演算増幅器Q11の非反転端子に入力され、駆動信号PEとの差動増幅が行なわれる。演算増幅器Q11の出力は、抵抗R17およびコンデンサC4から成るローパスフィルタを通過してトランジスタTR1のベースに入力される。半導体レーザ本体27aはトランジスタTR1のコレクタに接続されて駆動される。こうして駆動信号PEとモニタ電圧信号とが一致するように半導体レーザ本体27aの出力を安定化する光出力安定化回路（APC）が構成される。

【0036】一方、半導体レーザ27には温度を検出するサーミスタThと、半導体レーザ本体27aを冷却するペルチェ素子PTとが内蔵されており、これらを利用して温度安定回路（ATC）46が構成されている。温度安定回路46では、定電圧回路Q12によって安定した直流電圧が得られ、半固定抵抗R18、R19等によ

ってサーミスタThの検知温度が電圧信号され、演算増幅器Q13で増幅され、演算増幅器Q14の非反転端子に入力される。演算増幅器Q14の反転端子には、定電圧回路Q12からの直流電圧が可変抵抗R20によって分圧されて参照電圧として入力され、さらにトランジスタTR2のエミッタ電圧も入力される。トランジスタTR2のエミッタはトランジスタTR3のベースに接続され、トランジスタTR3のエミッタにペルチェ素子PTが接続される。こうしてサーミスタThの検出信号とトランジスタTR2のエミッタ電圧とを比較しつつ、ペル

チェ素子PTの駆動電流が制御され、半導体レーザ本体27aの温度が安定化される。

【0037】図4は、図1に示す信号解析装置33のブロック図である。レーザ神経刺激装置24から光ファイバケーブル30を通して光インパルスが被検体1の咽頭部に照射されると、被検体1に神経誘発信号が発生して、頭部表面に固定された複数の電極37によって検出され、ケーブル36を通して信号解析装置33の入力バッファ50に入力される。各神経誘発信号は入力バッファ50によってインピーダンス変換され、次のアイソレ

ーション回路51に入力され、電気的に絶縁しつつ信号を伝達することによって、被検体1の感電を防止している。

【0038】複数の神経誘発信号は、入力セクタ52によって所望の信号が選択され、前置増幅器53によって所定倍率で増幅され、次のフィルタ60に入力される。フィルタ60は、前置増幅器53で増幅された生体信号の中から必要な周波数成分のみを取出して、雑音成分を極力除去しており、通常は帯域通過フィルタ（バンドパスフィルタ）が用いられる。次のAD変換器54はアナログ信号をデジタル信号に変換する。加算器55では、レーザ神経刺激装置24からライン32によって送出されるタイミング信号と同期して、信号の同期加算を行なって、繰返し信号の加算平均処理によってS/N比を向上させている。なお、加算器55に入力される信号は、アーチファクト検出器61にも入力される。アーチファクト検出器61はアーチファクト除去を行うためのもので、加算平均を行うとノイズ成分が減少するが、過大なノイズが入力信号に混入すると、このノイズ減少の機能が充分に働かず、加算結果に悪影響を与える。したがって、過大な入力が生体信号に混入したときだけ加算器55の加算処理を中断させ、正常なときのみ加算処理を実行させ、正常な生体信号データを得ることができる。

【0039】こうして光インパルスに対する神経誘発信号のインパルス応答波形が得られ、コンピュータ56によって周波数分析や相関などの信号解析が行なわれる。信号処理の条件はキーボード57によるタイプ入力や磁気ディスク装置59のファイルデータによって設定され、解析結果はCRT（陰極線管）等の表示パネル3

4、プリンタ35、XYプロッタ58などに表示され、信号データや解析データは磁気ディスク装置59に記憶される。

【0040】

【発明の効果】以上詳説したように本発明によれば、非接触での神経刺激が可能になり、衛生的で安全性が高く、しかもリーク電流や外来ノイズの影響が少なくなり、アーチファクトの混入が少ない神経誘発信号を得ることができる。また、光インパルスを用いることによって、高速な神経刺激が可能になる。

【0041】また、光インパルスの繰返し周波数、パルス幅およびピークパワーを制御することによって、多様な神経反応を解析することができる。また、光インパルスに同期したタイミング信号を用いることで、神経誘発信号の解析が容易になる。

【0042】さらに、光ファイバを用いることによって、光伝達効率が高く、刺激プローブの小型軽量化が可能になり、特に咽頭など狭い空間での操作性が向上する。

【0043】また、レーザ光源として半導体レーザを用いることによって、レーザ神経刺激装置の小型軽量化が可能で、光の高速変調が簡単に実現する。

【0044】また、レーザ光源が発生する光インパルスの波長が630nm～1600nmの範囲であることによって、被検体組織での光透過性が良好になるため、組織内部の末梢神経を効率良く刺激することができる。また、光ファイバの伝達効率も良好になり、損失の少ない光照射が可能になる。

【0045】このように様々なパルス波形を設定し、非接触で高速のインパルス刺激が可能で、ノイズの影響が少なく、しかも小型軽量の神経誘発解析装置のレーザ神経刺激装置を得ることができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の一実施例を示す構成図である。

【図2】図1に示すレーザ神経刺激装置24のブロック図である。

【図3】レーザ神経刺激装置24の具体的な回路図である。

【図4】図1に示す信号解析装置33のブロック図である。

【図5】従来の神経誘発解析装置の一例を示す構成図である。

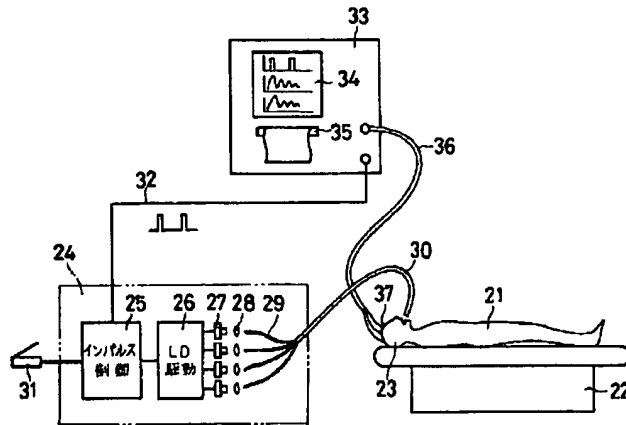
【符号の説明】

- 21 被検体
- 23 頭部
- 24 レーザ神経刺激装置
- 25 インパルス制御部
- 26 LD駆動部
- 27 半導体レーザ
- 28 レンズ

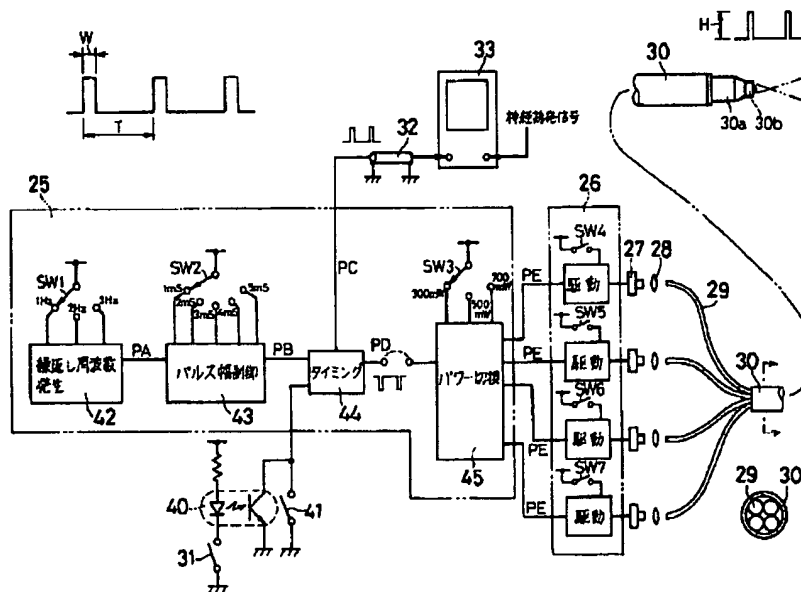
29 光ファイバ  
30 光ファイバケーブル  
31 フットスイッチ

33 信号解析装置  
37 電極

【図1】

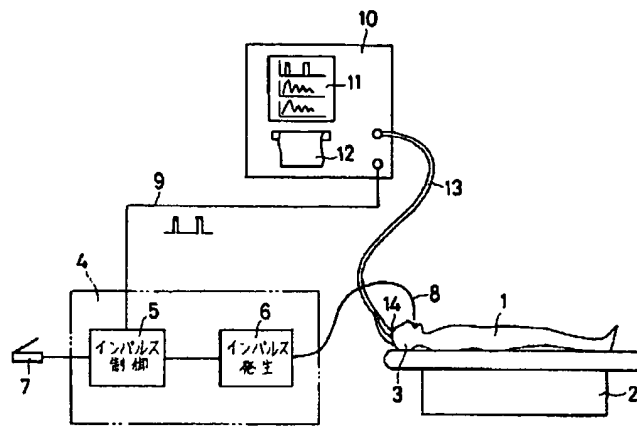


【図2】





【図5】




---

フロントページの続き

(72)発明者 岡上 吉秀  
 京都府京都市伏見区東浜南町680番地 株  
 式会社モリタ製作所内